

MENU

SEARCH

INDEX

DETAIL

JAPANESE

NEXT

1 / 2

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-005441

(43)Date of publication of application : 10.01.1997

(51)Int.Cl. G01T 1/161
A61B 6/03
A61B 6/03

(21)Application number : 07-157793

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 23.06.1995

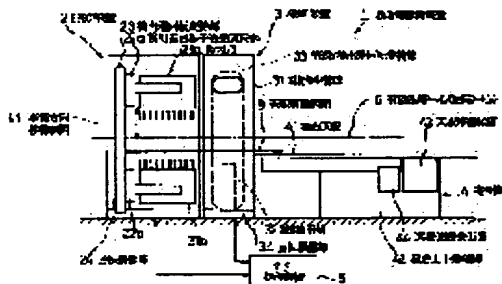
(72)Inventor : ICHIHARA TAKASHI
NANBU KYOJIRO

(54) RADIODIAGNOSIS AND RADIODIAGNOSTIC DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a radiodiagnostic device and a radiodiagnosis measuring the position information concurrently with the collection of the inspection information on a subject, positioning an X-ray tomographic image and a SPECT image, and capable of accurately and anatomically identifying in which portion of tissues or an organ RI is concentrated or lacking.

CONSTITUTION: The moving means 43 of a bed device 4 relatively moves a γ -camera device 2, an X-ray CT device 3, and a bed top plate section 41 mounting a subject so that the interest region of the subject is contained in the effective visual field of the γ -camera device 2 or in the effective field of the X-ray CT device 3. A position measuring means 44 measures the relative position between the γ -camera device 2 or the X-ray CT device 3 and the bed top plate section 41 to obtain the position information. A data processor 5 positions or composites the image of the γ -camera device 2 and the image of the X-ray CT device 3, based on the position information.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

W 119

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-5441

(43)公開日 平成9年(1997)1月10日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
G 0 1 T 1/161		9216-2G	G 0 1 T 1/161	B
A 6 1 B 6/03		0277-2J	A 6 1 B 6/03	F
	3 2 3	0277-2J		3 2 3 A

審査請求 未請求 請求項の数5 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平7-157793

(22)出願日 平成7年(1995)6月23日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 市原 隆

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 南部 恭二郎

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

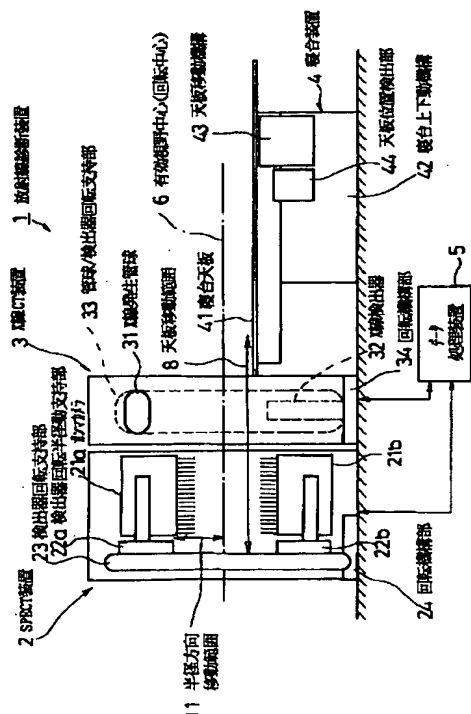
(74)代理人 弁理士 三好 秀和 (外3名)

(54) 【発明の名称】 放射線診断方法及び放射線診断装置

(57) 【要約】

【目的】 被検体に関する検査情報の収集と同時にその位置情報を測定し、X線断層像とSPECT像等を位置合わせして、組織や臓器のどの部位にR Iが集中または欠落しているかを正確に解剖学的に同定することができる放射線診断装置及び放射線診断方法を提供する。

【構成】 寝台装置4の移動手段43は、ガンマカメラ装置2の有効視野又はX線CT装置3の有効視野に被検体の関心領域が包含されるように、ガンマカメラ装置2及びX線CT装置3と被検体を載置した寝台天板部41とを相対運動させる。位置測定手段44は、ガンマカメラ装置またはX線CT装置と天板部との相対位置を測定し位置情報を得る。データ処理装置5は、位置情報に基づいてガンマカメラ装置の画像とX線CT装置の画像とを位置合わせ又は合成する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 位置情報を伴って被検体の姿勢を変えることなくX線断層像及び核医学画像を収集する段階と、被検体の同一位置に関するX線断層像及び核医学画像から形態計測及び機能計測を行う段階と、を備えることを特徴とする放射線診断方法。

【請求項2】 予め既知の標準試料を用いて γ 線の減衰係数とCT値との対応関係を求める段階と、放射性医薬品から放射される γ 線のエネルギーに対する被検体の減衰係数分布像をX線断層像と前記対応関係とに基づいて算出する段階と、減衰係数分布像を用いてシングルフォトンエミッションCTの再構成における減衰補正を行う段階と、を備えたことを特徴とする放射線診断方法。

【請求項3】 予め既知の標準試料を用いて γ 線の減衰係数とCT値との対応関係を求める段階と、放射性医薬品から放射される γ 線のエネルギーに対する被検体の減衰係数分布像をX線断層像と前記対応関係とに基づいて算出する段階と、X線断層像から被検体の関心領域の深さ情報を算出する段階と、減衰係数分布像と関心領域の深さ情報を用いて、ガンマカメラ装置から得られた2次元分布画像から比放射能を求めるための減衰補正を行う段階と、を備えたことを特徴とする放射線診断方法。

【請求項4】 被検体を載置する天板部を有する寝台装置と、被検体に投与された放射性医薬品から放射される γ 線を検出して放射性医薬品の2次元分布画像又は3次元分布画像を得るガンマカメラ装置と、被検体のX線断層像を撮影するX線CT装置と、ガンマカメラ装置又はX線CT装置の有効視野中に被検体の関心領域が包含されるようにガンマカメラ装置及び/又はX線CT装置と天板部とを相対運動させる移動手段と、ガンマカメラ装置と天板部との相対位置及びX線CT装置と天板部との相対位置を測定し位置情報を得る位置測定手段と、位置測定手段により得られた位置情報に基づいてガンマカメラ装置により得られた画像とX線CT装置により得られた画像とを位置合わせ又は合成して表示するデータ処理装置と、を備えたことを特徴とする放射線診断装置。

【請求項5】 被検体に投与された放射性医薬品から放射される γ 線を検出して放射性医薬品の2次元分布画像又は3次元分布画像を得るガンマカメラ装置と、被検体のX線断層像を撮影するX線CT装置と、被検体の周期的な体動の時相を測定して時相情報を得る時相測定手段と、前記時相情報に基づいてX線CT装置に時相同期CTス

キャンを行わせるとともにガンマカメラ装置に時相同期分布画像を収集させて、時相同期CTスキャンにより得られたX線断層像とガンマカメラ装置により得られた時相同期分布画像とを時相合わせして表示又は情報処理するデータ処理装置と、

を備えたことを特徴とする放射線診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は放射線診断方法及び放射線診断装置に係り、特に、X線CT装置とシングル・フォトン・エミッション・コンピューテッド・トモグラフィ（以下、SPECTと省略する）装置とを協同させて、短時間に正確な診断を行うことができる放射線診断方法及び放射線診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 一般に、臨床診断には形態的診断と機能的診断とがある。臨床診断において重要なことは、疾病によってその組織や臓器が正常に機能しているか否かである。先天性異常や外傷等を除いて、多くの疾病では機能の異常が進行していくと組織の解剖学的な形態変化が生じる。X線診断装置やX線CT装置はこの形態的診断の機器であり、従って形態変化を起こす以前の機能異常の早期発見は困難である。

【0003】 X線診断装置やX線CT装置は、体外からX線を照射し、組織や臓器によるX線透過率の差を直接フィルム上に画像化したり、検出器によって測定した値から断層像を再構成するものである。

【0004】 これに対し、放射性同位体（以下、RIと省略する）またはその標識化合物が生体内の特定の組織や臓器に選択的に取り込まれる性質を利用し、そのRIから放射される γ 線を体外から測定し、RIの線量分布を画像化して診断する方法があり、核医学診断法と呼ばれている。

【0005】 核医学診断法は、特定の組織や臓器に標識物質が集積されるという原理そのものが、組織や臓器の生理学的な機能及び生化学的物質代謝機能と結び付いているため、形態学的診断のみならず、病変の初期段階の機能診断が可能であり、この点は他の診断法にはない大きな特徴である。

【0006】 この核医学診断法には、シンチスキャナやガンマカメラ装置を使用して2次元の分布画像を得るシンチグラムや、ガンマカメラを被検体の回りに回転させて得られる情報を再構成してRI濃度分布の断層像を得るSPECTがある。

【0007】 従来SPECTによる正確な断層像を得るためには、 γ 線発生点からガンマカメラに入射するまでの断層面内の減衰係数分布を用いて減衰補正（吸収補正とも呼ばれる）する必要があり、このために外部線源としてRIを用いたトランスミッションCT（以下、TCTと省略する）により減衰分布を求めていた。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、形態と機能とを関連づけて診断することが必要な場合、従来のX線CT装置及びガンマカメラ装置はそれぞれ独立した診断装置として、被検体を別々に撮影していたため、それぞれの診断装置で被検体の姿勢が変わったり、同一のスライス位置を撮影することができないという問題点があった。

【0009】また、TCTのデータ収集とSPECTのデータ収集とは、被検体に一定の姿勢を長時間強いるため、被検体の苦痛が大きいという問題点があった。

【0010】また、RIを用いたTCTでは解像度が低く良好な減衰補正が行えないという問題点があった。

【0011】また、検査データ収集に長時間を要するため、検査のスループットが低いという問題点があった。

【0012】以上の問題点に鑑み、本発明の目的は、被検体の姿勢を一定に保ちつつ検査情報を収集すると同時に被検体の位置を測定し、X線CT装置により収集されたX線断層像とガンマカメラ装置により収集されたSPECT像等とを位置合わせして、組織や臓器のどの部位にRIが集中または欠落しているかを正確に解剖学的に同定することができる放射線診断方法及び放射線診断装置を提供することである。

【0013】また、本発明の他の目的は、RIを用いたTCTより短時間にしかも高解像度の減衰係数分布像を得て、より正確な減衰補正を実現しRI分布の定量を行うことができる放射線診断方法及び放射線診断装置を提供することである。

【0014】また、本発明の他の目的は、被検体の拘束時間を短縮しその苦痛を低減することのできる放射線診断方法及び放射線診断装置を提供することである。

【0015】さらに、本発明の他の目的は、検査時間を短縮して検査のスループットを向上させた放射線診断方法及び放射線診断装置を提供することである。

【0016】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するため、本発明は次の構成を有する。すなわち、請求項1記載の放射線診断方法は、位置情報を伴って被検体の姿勢を変えることなくX線断層像及び核医学画像を収集する段階と、被検体の同一位置に関するX線断層像及び核医学画像から形態計測及び機能計測を行う段階と、を備えることを特徴とする。

【0017】また、請求項2記載の放射線診断方法は、予め既知の標準試料を用いて γ 線の減衰係数とCT値との対応関係を求める段階と、放射性医薬品から放射される γ 線のエネルギーに対する被検体の減衰係数分布像をX線断層像と前記対応関係とに基づいて算出する段階と、減衰係数分布像を用いてシングルフォトンエミッションCTの再構成における減衰補正を行う段階と、を備えたことを特徴とする。

【0018】また、請求項3記載の放射線診断方法は、予め既知の標準試料を用いて γ 線の減衰係数とCT値との対応関係を求める段階と、放射性医薬品から放射される γ 線のエネルギーに対する被検体の減衰係数分布像をX線断層像と前記対応関係とに基づいて算出する段階と、X線断層像から被検体の関心領域の深さ情報を算出する段階と、減衰係数分布像と関心領域の深さ情報を用いて、ガンマカメラ装置から得られた2次元分布画像から比放射能を求めるための減衰補正を行う段階と、を備えたことを特徴とする。

【0019】また、請求項4記載の放射線診断装置は、被検体を載置する天板部を有する寝台装置と、被検体に投与された放射性医薬品から放射される γ 線を検出して放射性医薬品の2次元分布画像又は3次元分布画像を得るガンマカメラ装置と、被検体のX線断層像を撮影するX線CT装置と、ガンマカメラ装置又はX線CT装置の有効視野中に被検体の関心領域が包含されるようにガンマカメラ装置及び/又はX線CT装置と天板部とを相対運動させる移動手段と、ガンマカメラ装置と天板部との相対位置及びX線CT装置と天板部との相対位置を測定し位置情報を得る位置測定手段と、位置測定手段により得られた位置情報に基づいてガンマカメラ装置により得られた画像とX線CT装置により得られた画像とを位置合わせ又は合成して表示するデータ処理装置と、を備えたことを特徴とする。

【0020】また、請求項5記載の放射線診断装置は、被検体に投与された放射性医薬品から放射される γ 線を検出して放射性医薬品の2次元分布画像又は3次元分布画像を得るガンマカメラ装置と、被検体のX線断層像を撮影するX線CT装置と、被検体の周期的な体動の時相を測定して時相情報を得る時相測定手段と、前記時相情報に基づいてX線CT装置に時相同期CTスキャンを行わせるとともにガンマカメラ装置に時相同期分布画像を収集させて、時相同期CTスキャンにより得られたX線断層像とガンマカメラ装置により得られた時相同期分布画像とを時相合わせして表示又は情報処理するデータ処理装置と、を備えたことを特徴とする。

【0021】

【作用】請求項1記載の放射線診断方法は、同一姿勢で収集された被検体の同一位置に関するX線断層像及び核医学画像から、姿勢及びスライス位置の一致した形態計測及び機能計測を行うことができる。

【0022】請求項2記載の放射線診断方法は、予め既知の標準試料（ファントムとも呼ばれる）を用いてCT値と γ 線の減衰係数との対応関係を求め、被検体のX線断層像をこの対応関係に従って、被検体の減衰係数分布像に変換する。この変換に際し、標準試料にないCT値は適当な補間法により補間する。そして、この減衰係数分布像を用いてシングルフォトンエミッションCTの再構成における減衰補正を行う。これにより、従来外部線

源としてRIを用いたTCTによる減衰分布像より分解度の高いX線断層像を変換した減衰分布像を減衰補正に用いるので、より高い精度の減衰補正を行うことができるとともに、TCTによる減衰分布像の収集が不要となり検査時間を大幅に短縮することができる。

【0023】請求項3記載の放射線診断方法は、予め既知の標準試料を用いて γ 線の減衰係数とCT値との対応関係を求め、例えば対応テーブルという形式で記憶させておく。そして、被検体のX線断層像を収集し、X線断層像の所定の画素単位にCT値を対応テーブルで変換することにより、放射性医薬品から放射される γ 線のエネルギーに対する被検体の減衰係数分布像を求め、またX線断層像から被検体の関心領域の深さ情報を算出する。そして、減衰係数分布像と関心領域の深さ情報を用いて、ガンマカメラ装置から得られた2次元分布画像(プレーナ像)の減衰補正を行うことにより、3次元分布画像を収集することなく放射性医薬品の正確な比放射能(Bq/ml)を短時間で求めることができる。

【0024】請求項4記載の放射線診断装置は、寝台天板に載置された被検体をその姿勢を変えることなく、X線CT装置の有効視野中に入れたり、ガンマカメラ装置の有効視野中に入れたりすることができるので、被検体の同一姿勢のX線断層像及び放射性医薬品の2次元分布画像又は3次元分布画像を得ることができる。

【0025】さらに、位置測定手段によりガンマカメラ装置及びX線CT装置と天板部との相対位置を測定し、この位置情報を利用してガンマカメラ装置により得られた画像とX線CT装置により得られた画像とを位置合わせ又は合成することにより、同一断面における形態的情報と機的情報とを重ね合わせて観察したり、一方の画像を用いて他方の画像の補正を行うことができる。

【0026】請求項5記載の放射線診断装置は、被検体の周期的な体動の時相に同期したX線断層像と時相同期分布画像とを得ることができ、周期的な体動の1周期内の各時相における形態的情報と機的情報とを重ね合わせて観察したり、一方の画像を用いて他方の画像の補正を行うことができる。

【0027】

【実施例】次に図面を参照して、本発明の実施例を詳細に説明する。図1は、本発明に係る放射線診断装置の第1実施例の機構部の構成を示す正面図である。同図において、放射線診断装置1は、ガンマカメラ装置としてのSPECT装置2、X線CT装置3、寝台装置4及びデータ処理装置5を備えて構成される。SPECT装置2とX線CT装置3とは、それぞれの有効視野中心(回転中心)が共通の有効視野中心線6に揃えて配置されている。

【0028】SPECT装置2は、有効視野中心線6を挟んで対向する2つの γ 線検出器であるガンマカメラ21a、21bと、ガンマカメラ21a、21bをそれぞ

れ回転の半径方向に移動可能のように支持する半径動支持部22a、22bと、半径動支持部22a、22bを支持する検出器回転支持部23と、検出器回転支持部23を有効視野中心線6の回りに回転させる回転機構部24と、図示されないガンマカメラ機構制御部(25)と、同じく図示されない γ 線データ収集部(26)とを備えて構成されている。SPECT装置2は、被検体に取り込まれた放射性医薬品の2次元分布画像および3次元分布画像を収集することができる。

【0029】X線CT装置3は、X線発生管球31と、X線検出器32と、管球/検出器回転支持部33と、管球/検出器回転支持部33を有効視野中心線6の回りに回転させる回転機構部34と、図示されないCT機構制御部(35)、同じく図示されないCTデータ収集部(36)と、同CT画像再構成部(37)とを備えて構成されている。X線CT装置3は、下記に説明される寝台装置4と協同して、例えば、特公平2-60332号公報により開示されているヘリカルスキャン法によりデータ収集を行うことができる。

【0030】寝台装置4は、図示されない被検体を載置する寝台天板41と、その基底部分が床に固定されると共に寝台天板41を上下動させる寝台上下動機構42と、寝台天板41をX線CT装置3のスライス方向有効視野13及びSPECT装置2のスライス方向有効視野12に水平移動可能な天板移動機構43と、天板移動位置を検出する天板位置検出部44とを備えて構成されている。天板位置検出部44は、例えば寝台天板部41に固定されたラックと寝台基底部に設けられたピニオンにより、寝台天板の直線移動距離をピニオンの回転角度に変換し、ピニオン軸に配設されたロータリーエンコーダにより、移動距離に応じたパルスが発生しカウンタで計数する方法を利用してもよい。

【0031】データ処理装置5にはカラー画像表示装置を備えたワークステーションが用いられていて、放射線診断装置1のシステム全体の制御とともに画像表示、画像処理を行うことができる。

【0032】次に図2を参照して、本実施例による検査手順例を示す。本検査手順では、被検体の頭部を関心領域として図示するが、関心領域はこれに限定されることはない。

【0033】まず、被検体の関心領域の組織または臓器に選択的に取り込まれる放射性医薬品であるRIまたはその標識化合物が投与される。このRIまたはその標識化合物は、所望の検査内容に応じて適切な生理活性を有するものを選択してもよい。次いで、被検体が寝台に乗り易いように、寝台上下動機構42により寝台天板41が下降し、被検体は、寝台天板41の上に仰臥する。次いで、寝台天板41が上昇し、被検体の体軸中心と有効視野中心線6とが一致する高さで上昇が止められる。この位置が被検体の初期位置71である。次いで被検体を

載置した寝台天板41は、左方向へ水平移動され、被検体の位置は、初期位置71から順次、CT撮影位置72、SPECT装置への移動中間位置73を通過して、SPECT撮影位置74に達する。

【0034】被検体を載置した寝台天板41がCTスライス方向有効視野13を通過する際に、X線CT装置3によりヘリカルスキャンと呼ばれる連続的なX線投影データが収集される。このときの寝台天板の移動速度は、所望のX線断層像のスライスピッチが実現されるように回転機構部34の回転速度と同調する速度となるように制御される。

【0035】被検体を載置した寝台天板41がSPECT撮影位置74に達すると停止し、SPECT装置2によりSPECT投影データの収集が行われる。SPECT投影データの収集が終了すると、寝台天板41は右方向に初期位置まで移動され、被検体の位置も初期位置71に復帰する。

【0036】次に図3を参照して、本実施例におけるデータの流れを説明する。図3中のデータの流れに関係する各構成要素について、図1の構成図に示された構成要素と同じ構成要素には、同じ符号が付与されている。

【0037】図3において、まず、被検体が仰臥した寝台天板41が上昇して、被検体の体軸中心と有効視野中心線6とが一致する高さである被検体の初期位置71

(図2)に停止する。次いで、CT機構制御部35から天板移動機構43に対して天板を左へ移動させる移動指示信号101が出され、被検体を載置した寝台天板41はX線CT装置3の方向に移動し、CTスライス方向有効視野13の範囲内に入る。被検体がCTスライス方向有効視野13に入ると、データ処理装置5からCT画像再構成部37に対して制御信号線106を介して、投影データの収集開始、CT画像の再構成の開始を指示する。このとき寝台天板41の位置情報102は、天板位置検出部44により検出され、CTデータ収集部36により収集される投影データ103、104とともにCT画像再構成部37に取り込まれ、連続CT画像が再構成され、その断層位置情報105とともにデータ処理装置5へ送られる。

【0038】次いで、被検者が図2のSPECT装置へ移動中間位置73を経由して、SPECT撮影位置74に達すると、天板位置検出部44からの位置情報102、105をデータ処理装置5が判定して、被検体の関心領域が完全にSPECTスライス方向有効視野12に入ったところで、天板移動機構43に天板の移動を停止させる。そして、被検体のCT連続画像の位置とこれから引き続き収集されるSPECT画像の相対位置情報102、105がデータ処理装置5により一連のCT像とSPECT像の付帯情報として記憶される。

【0039】次いで、データ処理装置によりSPECT収集開始の信号110がガンマカメラ機構制御部25と

ガンマカメラ収集部26とに送られる。これにより、ガンマカメラ機構制御部25から回転制御信号111が回転機構部24に送られ、ガンマカメラ21a、21bから得られたSPECT画像投影データ112、113がガンマカメラ収集部26に収集され、SPECT画像再構成のためにデータ処理部5に送られる(114)。

【0040】図4は、CT値と特定のエネルギーの γ 線(例えば、 ^{99m}Tc)に対する減衰係数の換算テーブルを作成するためのファントムの外形図(a)、及びこのファントムから得られる換算テーブルをグラフ(b)として示したものである。このファントムは、全体の直径 $L=20\sim 30\text{cm}$ 、厚さ 10cm の容器に、それぞれ直径 3cm の肺から骨までの等価な減衰係数の物質P2~P8が配置され、その他の部分は水P1で満たされている。

【0041】このファントムのX線CT像を撮影し、そのCT値と減衰係数との換算関係または換算テーブルを作成する。この換算関係をグラフで示すと、例えば図4(b)となり、中間のCT値については、例えば線形補間を行う。

【0042】次に、CT像とSPECT像の処理例を説明する。図5(a)は、連続CT像により被検体から得られたスライス像の位置関係を示すものである。スライス位置S1からS5は、心臓部のCTと心筋SPECTの組み合わせの例である。

【0043】図5(b)はスライス位置S3におけるX線CT像であり、肺野、脊椎、筋肉等の組織の画素毎のCT値が図4(b)に示すような換算関係を使用してSPECTの検出 γ 線のエネルギーの減衰係数に換算され、減衰係数分布像が求められる。

【0044】次いで、図5(c)に示すスライス位置S3のSPECT画像(心筋像)が減衰係数分布像を用いて減衰補正される。この減衰補正されたSPECT像は、注目する放射性医薬品を標識した放射性同位体の比放射能(Bq/ml)に換算される。この画像は、また同一位置のCT画像と重ねて図5(d)に示すように表示することもできる。

【0045】次にCT像とシンチグラム(プレナー)像の処理例を図5(a)と図6を用いて説明する。図5(a)のスライス位置S14で腎臓を横切るCT画像を図6(a)に示す。このCT画像から、プレナー像の計数方向の体表から腎臓までの深さ $d1$ 及び腎臓自体の深さ $d2$ (奥行き方向の長さ)を計測することができる。図6(b)は、被検体の背面から撮影した腎臓のシンチグラム像である。図6(b)のシンチグラム像における腎臓の計数値は、CT像から得られた深さとガンマカメラによりシンチグラム像に計数される経路L上の減衰係数値から減衰補正され、比放射能に換算される。

【0046】次に、図7及び図8を参照して、被検体の周期的な体動の時相を測定し、時相情報とともにX線C

Tデータ及び放射線分布画像を収集する実施例を説明する。周期的な体動には、心臓の鼓動による体動や呼吸による体動などがあり、前者は心電計や心音計を用いる心拍同期、後者は胸囲を測定する呼吸量センサによる呼吸同期が知られている。まず、本実施例では図7に示すように、被検体7に呼吸量センサ装置9のセンサ9-1を装着し、呼吸量センサ装置9とデータ処理装置5とを接続する。その他の構成は、図1と同様である。

【0047】次いで、被検体7に呼吸させながら、低速度で被検体を載置した寝台天板をCTスライス方向有効視野を通過させてヘリカルCTスキャンを行い、呼吸量情報とともにX線投影データを収集する(図8)。次いで、投影データを再構成してスライス画像を作成する。そして、例えば、 B_1, B_2, \dots, B_n というように、呼吸量を幾つかに区分し、同一区分、例えば B_1 に属するほぼ等しい呼吸量を持つ画像を集めて、補間することにより、その呼吸量 B_1 に対応する3次元X線CT画像を構成し、同じことを各呼吸量の区分について行う。こうして、各呼吸量 B_1, B_2, \dots, B_n 毎の3次元X線CT画像を構成する。

【0048】X線CTと同様に、SPECT画像の収集の際にも呼吸量を計測する。そして、ほぼ等しい呼吸量 B_1 を持つガンマカメラの投影データを集めて、呼吸量 B_1 のSPECT画像を再構成する。同様に、呼吸量 B_2, B_3, \dots, B_n についても呼吸量毎にガンマカメラの投影データを集めて再構成することにより、各呼吸量 B_1, B_2, \dots, B_n 毎の3次元SPECT画像を構成する。

【0049】こうして、呼吸体動による臓器や組織の変形の影響が除去されたCT画像とSPECT画像が得られる。そして、これを使用して各呼吸量 B_1, B_2, \dots, B_n についての正確な減衰補正を行うことができる。

【0050】次に、呼吸量センサを使用して呼吸体動の影響を除去する他の実施例を説明する。図7と同様に、被検体に呼吸量センサを装着し、ある所定の呼吸量 B_f のときに被検体に息を止める指示を送る。これには、呼吸量センサからの信号をオペレータが認識しやすい形で表示し、オペレータがマイクで被検体に呼び掛けてもよいし、呼吸量センサからの信号と設定値とを比較器で比較し、比較結果信号により音声発生器またはディスプレイ装置で被検体に指示してもよい。そして呼吸量 B_f のヘリカルCTスキャンを行って、データを収集しCT像を再構成する。

【0051】次いで、被検体に呼吸をさせながら、呼吸量の測定とSPECTの投影データの収集とを並行して行う。そして投影データの中から呼吸量 B_f に近い呼吸量のときの投影データだけ集めてSPECT画像の再構成を行う。こうして、呼吸量 B_f というある一定の呼吸量に対するX線CT画像とSPECT画像とが得られる。その後の処理は先に説明した実施例と同様である。

【0052】次に、寝台上の被検体を固定し、SPECT装置及びX線CT装置を被検体に対して移動させることにより、相対運動させる実施例を説明する。図9は、寝台4-1を両持ち型の固定寝台とし、この寝台4-1に対してSPECT装置2-1及びX線CT装置3-1を移動可能とした構成を示す正面図である。この構成においては、検査室の床面に軌条10を敷設し、その上をSPECT装置2-1及びX線CT装置3-1がそれぞれ図に示す移動可能範囲を移動するための図示されない駆動装置を設ける。また、寝台4-1に対する移動量を検出するために、SPECT装置2-1及びX線CT装置3-1にそれぞれ図示されない位置検出手段を備える。

【0053】図10は、固定された寝台に対してSPECT装置及びX線CT装置を移動可能とした変形例の構成を示す平面図である。図10において、SPECT装置2-2及びX線CT装置3-2がそれぞれ軌条10上を寝台装置4-2に対して移動可能となっている構成は図9と同様であるが、軌条10と直交するX線CT装置分離用軌条10-1及びX線CT専用寝台装置4-3が追加されている。さらに寝台装置4-2の寝台天板41-1は、例えば固定ネジ46を用いて寝台基底部に着脱可能なように固定されている。

【0054】これにより本発明の放射線診断方法を行わない場合には、X線CT装置3-2は、X線CT装置分離用軌条10-1上をX線CT装置単独使用位置3-3へ移動されてSPECT装置2-2と分離することができる。そして、天板移動機能を有するX線CT専用寝台装置4-3と組み合わせてX線CT装置3-2の単独使用が可能となり、またSPECT装置2-2の単独使用の際にも同時にX線CT装置を移動させる必要がなくなり、検査設備の稼働効率を高めることができる。なお、以上の各実施例の構成において、SPECT装置とX線CT装置との配置が互いに入れ替わっても本発明の目的を達成できることは明らかである。

【0055】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、被検体に関する検査情報の収集と同時にその位置情報を測定し、X線CT装置により収集されたX線断層像とガンマカメラ装置により収集されたSPECT像とを位置情報に基づいて位置合わせすることができ、形態的診断と機能的診断とを統合した正確な診断が行えるという効果がある。

【0056】また本発明によれば、短時間に高解像度の減衰係数分布像を得て、より正確なSPECTの減衰補正を行うことができるという効果がある。

【0057】また本発明によれば、被検体の拘束時間を短縮しその苦痛を低減するという効果がある。

【0058】さらに本発明によれば、検査時間を短縮して検査のスループットを向上させることができるという

効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る放射線診断装置の実施例を示すシステム構成図である。

【図2】実施例におけるSPECT装置及びX線CT装置に対する被検体の移動を示す説明図である。

【図3】実施例のデータ及び制御信号の流れを説明するブロック図である。

【図4】(a) CT値から減衰係数を求めるファントムの形状説明図、及び(b) CT値-減衰係数の対応関係を示すグラフである。

【図5】X線CT像とSPECT心筋像との合成を説明する図である。

【図6】CT像から得られる情報を用いてシンチグラム像(プレナー像)を減衰補正する方法を説明する図である。

【図7】呼吸量センサ装置を用いて体動の影響を除去し

たX線CT像とSPECT像との合成を行うシステム構成図である。

【図8】呼吸量とX線CT画像収集のタイミングを説明する図である。

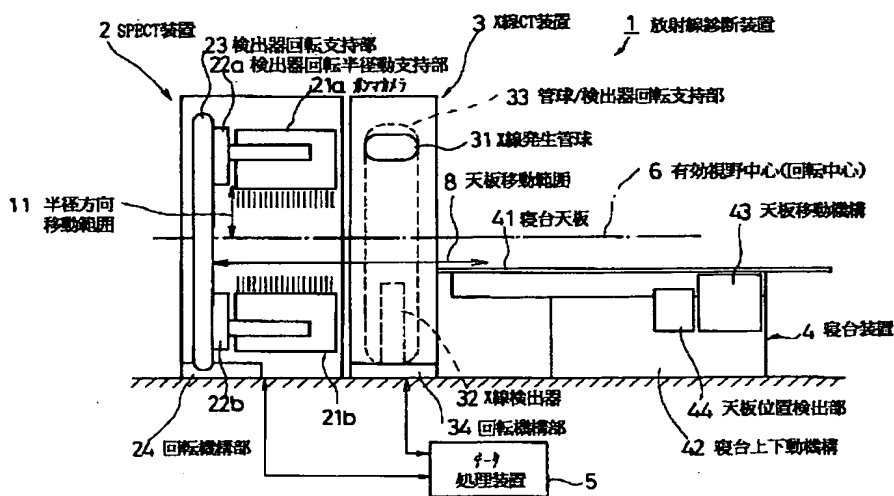
【図9】寝台装置を固定しSPECT装置及びX線CT装置を移動可能とした他の実施例を示すシステム構成図(正面図)である。

【図10】寝台装置を固定しSPECT装置及びX線CT装置を移動可能とした他の実施例の変形例を示すシステム構成図(平面図)である。

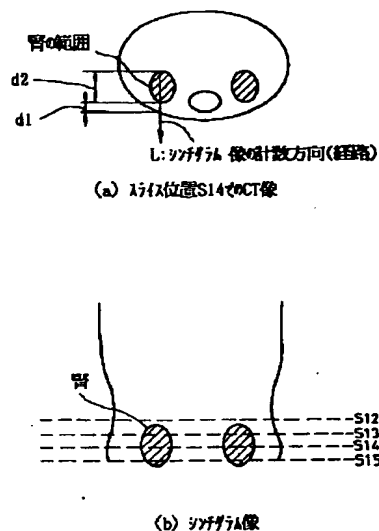
【符号の説明】

- 1 放射線診断装置
- 2 SPECT装置
- 3 X線CT装置
- 4 寝台装置
- 5 データ処理装置
- 6 有効視野中心(回転中心)
- 7 被検体
- 8 天板移動範囲
- 9 呼吸量センサ装置
- 41 寝台天板
- 42 寝台上下動機構
- 43 天板移動機構
- 44 天板位置検出部

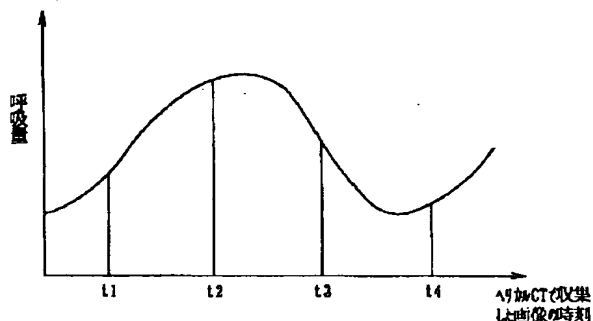
【図1】



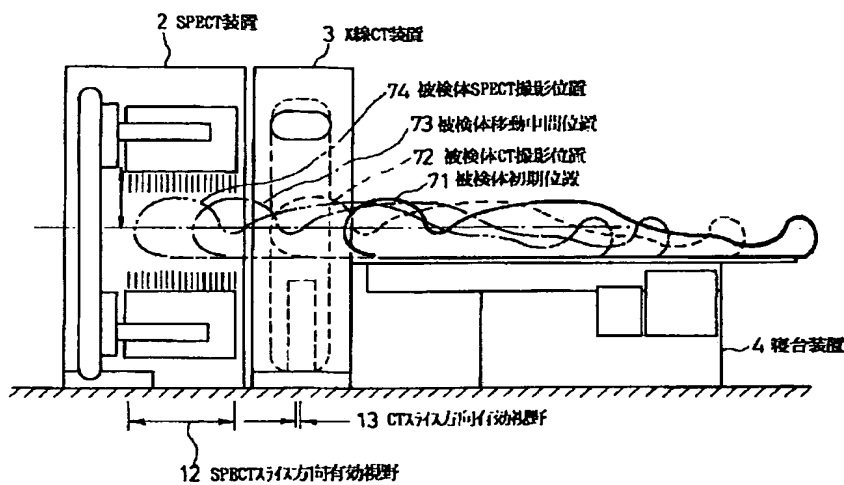
【図6】



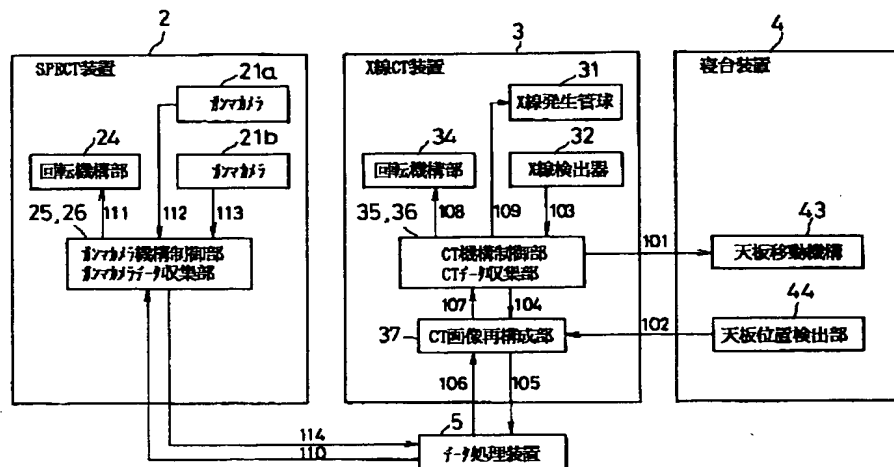
【図8】



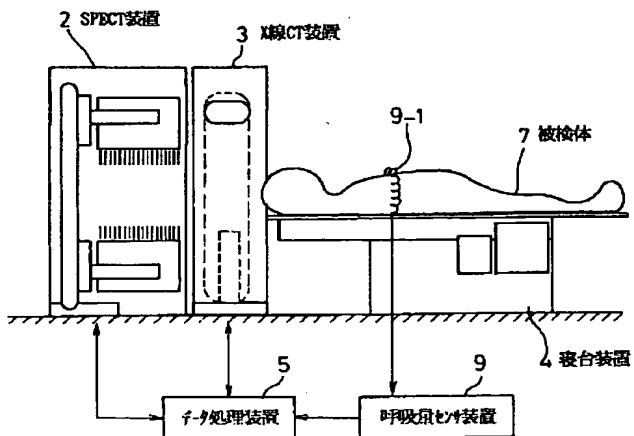
【図2】



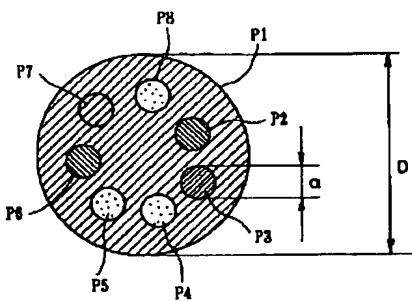
【図3】



【図7】

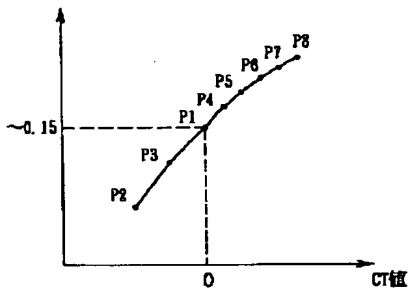


【図4】



(a) 77Tb形状

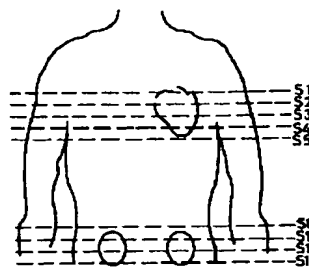
注目7線の減衰係数(例:***Tc)



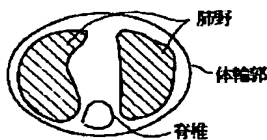
(b) CT値と減衰係数の対応

【図5】

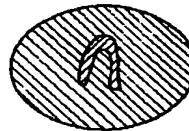
(a) 77Tb位置



(b) 77Tb位置S3でのX線CT像



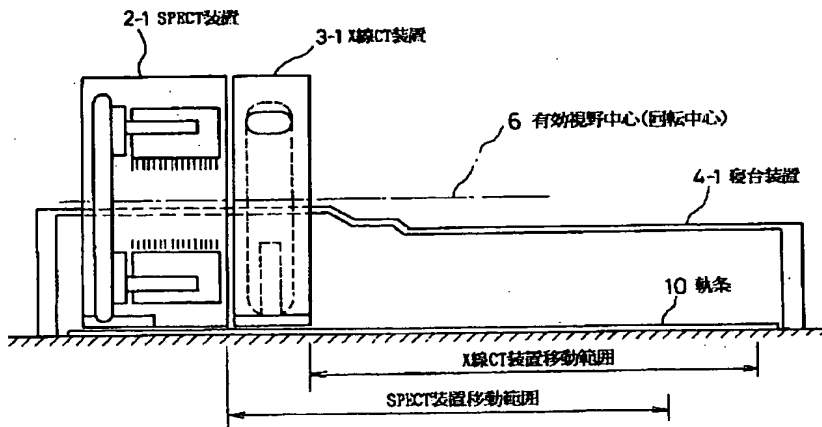
(c) 77Tb位置S3でのSPBCT心筋像



(d) SPBCT像+CT像



【図9】



【図10】

